

CFD 해석을 이용한 Balloon형 인공심폐기 설계를 위한 구조적 해석

박영란 · 심정연* · 김기범** · 김상진** · 강형섭** · 김진상** · 김민호*** · 홍철운**** · 김성종*****†

전북대학교 대학원 화학공학과
561-756 전북 전주시 덕진구 덕진동1가 664-14
*에이블맥스(주)

135-509 서울시 강남구 삼성동 120-17
**전북대학교 수의과대학 약리학교실·인수공통전염병연구소
561-756 전북 전주시 덕진구 덕진동1가 664-14
***전북대학교 의학전문대학원 흉부외과학교실
561-756 전북 전주시 덕진구 덕진동1가 664-14
****전북대학교 공과대학 바이오메디칼공학부
561-756 전북 전주시 덕진구 덕진동1가 664-14
*****전북대학교 공과대학 화학공학부
561-756 전북 전주시 덕진구 덕진동1가 664-14
(2010년 8월 11일 접수, 2011년 2월 21일 채택)

Structural Analysis for Constructing a Balloon Type Extracorporeal Membrane Oxygenator using CFD Analysis

Young-Ran Park, Jeong-yeon Shim*, Gi-Beum Kim**, Shang-Jin Kim**, Hyung-Sub Kang**, Jin-Shang Kim**, Min-Ho Kim***, Chul-Un Hong**** and Seong-Jong Kim*****†

Department of Chemical Engineering, Graduate Schools, Chonbuk National University
664-14, 1ga, Duckjin-dong, Duckjin-gu, Jeonju-si, Jeonbuk 561-756, Korea
*ableMAX, inc. in Korea, 120-17, Samsung-dong, Kangnam-gu, Seoul, 135-509, Korea

**Department of Pharmacology, College of Veterinary Medicine, Chonbuk National University
664-14, 1ga, Duckjin-dong, Duckjin-gu, Jeonju-si, Jeonbuk 561-756, Korea

***Department of Thoracic and Cardiovascular Surgery, Chonbuk National University Medical Schools
664-14, 1ga, Duckjin-dong, Duckjin-gu, Jeonju-si, Jeonbuk 561-756, Korea

****Division of Biomedical Engineering, College of Engineering, Chonbuk National University
664-14, 1ga, Duckjin-dong, Duckjin-gu, Jeonju-si, Jeonbuk 561-756, Korea

*****Division of Chemical Engineering, College of Engineering, Chonbuk National University
64-14, 1ga, Duckjin-dong, Duckjin-gu, Jeonju-si, Jeonbuk 561-756, Korea

(Received 11 August 2010; accepted 21 February 2011)

요 약

본 연구는 기존의 인공심폐기의 단점을 보완하기 위하여 혈액펌프를 사용하지 않고 혈류의 흐름을 유도할 수 있는 기구(balloon)형 인공심폐기 설계를 위한 구조적 해석을 시도하였다. 가상의 모형 인공심폐기 내에서의 혈류의 흐름 패턴을 분석하기 위하여 CFD 모델링 방법을 사용하였다. 이 시스템의 작동원리는 막 산화기 주위를 기구를 사용하여 압력하중을 인가하여 주기적으로 수축·이완되도록 하였으며, 시간에 따라 변화하는 시간 함수 값은 sine 반주기와 sine 주기를 계산하여 적용하였다. 이와 같은 방법으로 기구형 인공심폐기를 설계할 경우 한 방향에 대한 혈류의 움직임을 유도할 수 있다는 가정 하에 구조적 해석을 하였다. 실험결과 CFD 시뮬레이션을 통하여 인공심폐기의 입구와 출구에서의 혈류의 속도와 압력을 측정하여 분석한 결과 한 방향에 대한 혈류의 유동이 발생하는 것을 확인하였다. 이와 같은 CFD 시뮬레이션은 혈류의 흐름특성을 미리 예측할 수 있어 인공심폐기 설계에 있어서 최적화된 디자인을 제공할 수 있을 것이라 판단된다.

Abstract – In this study, we attempted a structural analysis in order to design a balloon type extracorporeal membrane oxygenator that can induce blood flow without using blood pumps for the purpose of complementing the weakness in

† To whom correspondence should be addressed.
E-mail: ksjong@jbnu.ac.kr

‡ 이 논문은 전북대학교 김기범 교수님의 정년을 기념하여 투고되었습니다.

the existing extracorporeal membrane oxygenator. To analyze the flow characteristic of the blood flow within the virtual model of extracorporeal membrane oxygenator, computational fluid dynamics(CFD) modeling method was used. The operating principle of this system is to make the surface of the extracorporeal membrane oxygenator keep contracting and dilating regularly by applying pressure load using a balloon, and the 'Time Function Value' that changes according to the time was applied by calculating a half cycle of sine waveform and a cycle of sine waveform. Under the assumption that the uni-directional blood flow could be induced if the balloon type extracorporeal membrane oxygenator was designed as per the method described above, we conducted a structural analysis accordingly. We measured and analyzed the velocity and pressure of blood flow at both inlet and outlet of the extracorporeal membrane oxygenator through CFD simulation. As a result of the modeling, it was confirmed that there was a flow in accord with the direction of the blood by the contraction/dilation. With CFD simulation, the characteristics of blood flow can be predicted in advance, so it is judged that this will be able to provide the most optimized design in producing an extracorporeal membrane oxygenator.

Key words: Computational Fluid Dynamics, FEM, Membrane Oxygenator, Balloon Pulsation, ECMO

1. 서 론

인공심폐기는 심장수술을 하는 동안 환자의 혈액순환을 유지시켜 주는 기계적 펌프 및 혈액에 산소를 공급하는 장치이다. 인공심폐기는 1972년 Hill 등이 처음으로 호흡부전 환자치료에 적용하였으며[1] 인공심폐기의 하나인 체외 순환형 막 산화기(Extra-corporeal membrane oxygenator, ECMO)는 폐의 기체교환 장애로 인한 급성호흡부전증(Acute respiratory distress syndrome, ARDS) 환자를 치료하기 위한 방법으로 사용되고 있다[2].

현재 ARDS 환자를 치료하기 위해 ECMO의 경우 가스교환을 위한 중공사 막의 배열을 다양하게 하여 가스교환을 향상시키고자 하는 연구가 시도되고 있으며[3], 그 외에 상대정맥과 하대정맥에 중공사 막을 삽입하여 장치를 단순화한 혈관 내 폐 보조 장치(Intravascular lung assist device, IVLAD)가 사용되고 있으며 이에 대한 많은 연구가 진행되고 있다[4-15].

ECMO와 혈관 내 폐 보조 장치와 같은 기존의 인공심폐기는 대부분 롤러펌프를 사용하고 있다. 롤러펌프는 혈액이 들어있는 유연한 튜브를 롤러가 누르면서 후방에서 전방으로 미는 힘을 이용하는 롤러방식으로 혈액순환이 이루어진다. 이러한 경우 튜브가 접힐 때 튜브 내 혈액이 전진하지 못하여 순환이 이루어 지지 않는 단점을 가지고 있다. 또한 인공심폐기 내에서 발생하는 주된 문제점들로 혈전생성(thrombus formation)과 용혈현상(hemolysis)이 있으며, 주된 원인은 혈류 내의 정체유동(stagnated flow) 또는 재순환영역(recirculating flow)인 것으로 보고되고 있다.

현재 balloon pump는 심실보조 장치중 하나인 대동맥 내 기구펌프(Intra Aortic Balloon Pump, IABP)에 사용되고 있다. 대동맥 내 기구펌프는 공기가 출입할 수 있는 특수한 기구(balloon)를 대동맥 내로 삽입한 후 심장박동에 따라 기구가 수축·이완됨에 따라 심장에서 보내는 혈류량을 도와주는 일종의 심실보조 장치이다. 심장의 수축기에는 기구가 수축되어 심장에서 몸으로 혈류를 흘려보내는 것을 돕게 되고, 심장의 확장기에는 기구가 이완되어 혈관에 남아있는 혈액을 마저 몸으로 흘려보내게 된다. 이럴 경우, 심장에 두 가지 도움을 주는데 하나는 기구가 이완되었다가 수축됨으로써 혈류저항이 크게 줄어들기 때문에 심장의 수축기에 힘이 덜 든다는 점이고, 또 하나는 심장확장기에 기구가 이완됨으로 인해 혈관에 남아있는 혈류를 추가로 보내는 효과를 가져올 수 있다. 이와 같은 롤러펌프의 문제점을 보완하기 위하여 심폐 수술시 혈액 펌프를 사용하지 않고 기구를 사용하여 혈액(유체)의 흐름을 유발시켜 혈액의 흐름을 원활히 할 수 있으며 효과적인 산소전달 및 이산화탄소의 제거를 할 수 있는 호흡 보조장치 개발이 필요하다.

또한 지금까지 인공심폐기에 대한 혈류역학적 연구는 매우 드물며, 주로 실험적인 방법을 통하여 이루어졌다. 이러한 관점에서 볼 때 기구형 인공심폐기의 튜브 내 혈액 유동에 대한 혈류역학적 분석은 인공심폐기의 설계에서 필수적이다.

따라서 본 연구에서는 기계적 호흡이 적절하지 않은 환자들을 위해 체내·외에 부가적인 호흡 보조 장치를 사용할 수 있도록 하기 위하여 기구를 사용한 박동형 호흡보조 시스템의 동적 모델을 CFD 해석을 통하여 혈액 펌프를 사용하지 않고 기구를 사용하여 혈액의 흐름을 유발할 수 있는 Balloon형 인공심폐기 설계를 위한 구조적 해석을 수행하고자 하였다. 기구형 인공심폐기를 설계하기 위하여 크게 2가지 형태의 모델로 설계하였다.

Model 1은 기구의 박동주기를 sine반주기로 계산한 시간함수 값을 적용하여 기구의 개수를 3개로 구성한 모델을 설계하였고, model 2는 기구의 박동주기를 sine주기로 계산한 시간함수 값을 적용하여 기구의 개수를 10개로 구성한 모델을 설계하여 모델링을 하였다.

2. 실험방법

본 연구에서 동적 모델을 가정하기 위하여 혈액이 흐르는 튜브를 등방성 탄성체로 가정하였으며, 동적 거동의 지배 방정식을 계산하기 위해 본 연구에서 사용된 ADINA software에서는 mixed displacement/pressure에 기반을 둔 유한요소법(Finite elements method, FEM)을 사용하며, 혈액은 점성 비압축성 뉴턴 유체(Newtonian fluid)로 가정하였다[16,17].

기구의 수축과 이완에 따른 튜브 내 혈액의 자연흐름을 유도하기 위하여 Fig. 1(a)와 같이 기구형 인공심폐기에 대한 설계 모델과 기구의 박동주기를 나타낸 모식도이다. 2차원 유체-구조 상호작용 모델을 사용하여 인공심폐기 안에서의 혈액의 흐름특성을 분석하기 위하여 유한요소법에 기반을 둔 상용 소프트웨어인 ADINA(ADINA R&D, Inc)를 이용하여 구조적 해석을 수행하였다. 연성해석을 위한 튜브의 구조모델은 ADINA-Structure에서 모델링하였고 특정 두께를 가지는 튜브를 모사하였으며 튜브가 기구에 의해 수축·이완될 때 각 구간의 튜브의 변형이 다른 구간의 튜브에 영향을 주지 않도록 각 구간을 고정하였다. 시간의 변화에 따른 튜브의 변형에 대한 구조모델을 모사하기 위하여 dynamics-implicit type으로 설정하였고, 혈액의 유동상태를 분석하기 위하여 transient type으로 설정하여 CFD 시뮬레이션을 통하여 유체-구조 연성해석(FSI)을 하였다.

본 연구에서 사용된 모델은 3D 형상의 모형에서 단면만을 고려하여 2-D planer flow(2차원 평판흐름)로 단순화 시켜 유체-구조 상호작용 문제만을 고려하였다. 그 이유는 혈관에 끼워지는 유연한

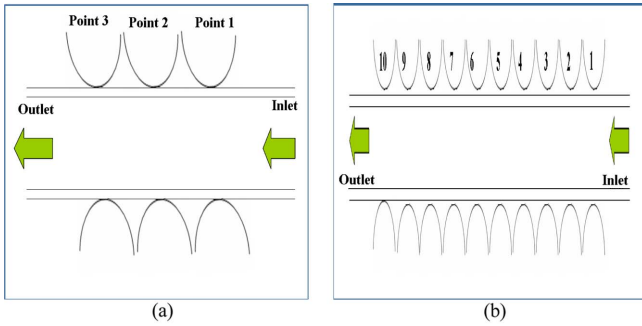


Fig. 1. The dimensions of balloon type model. (a)The dimension of model 1, (b)The dimension of model 2.

(flexible) 고무관으로 무한한 평판형태로 가정하였기 때문이다. Fig. 1(a)에서 3부분으로 나누어진 튜브는 반복운동으로서 ①→②→③ 순서로 기구에 의해 주기적 수축이완되면서 입구(inlet)에서 출구(outlet)로 혈액을 밀어주어 자연스러운 혈액흐름을 발생하도록 하였다. 기구의 수축이완작용에 의해 유발되는 튜브의 변형을 근사화하기 위하여 시간에 따라 변화하는 외압을 튜브의 표면에 부가하였다.

본 연구에서는 좀 더 정확한 계산을 하기 위하여 튜브의 길이를 더 연장하고 구간을 세분화하여 Fig. 1(b)와 같은 기구형 인공심폐기에 대한 모델을 설계하였다. 그 이유는 튜브가 수축되어 있는 구간보다 열려있는 구간으로 혈액을 밀어낼 때 생기는 압력을 감소시키고자 하였다. 튜브의 입구와 출구 방향은 개방상태로 모델링하였고, 초기상태에서 출구 방향의 유속은 '0'으로 설정하였다. 기구형 인공심폐기 내의 자연스러운 혈류흐름을 유도하기 위해서는 튜브에 가해지는 시간에 따라 변화하는 하중-시간함수(load-time function)를 정의하는 것이 매우 중요하다. 하중-시간함수는 최종적으로 하중 강도(pressure magnitude)와 시간 함수 값을 곱한 값이 적용된다. ADINA software는 시간에 따라 변화하는 재료모델의 경우 각 스텝에 적용되는 하중의 강도와 동적 해석을 설정한다. 이와 같은 경우 시간은 'real' 변수이며 각 시간 스텝의 증가가 동적 분석의 운동방정식의 실제 적분 값으로 적용되어진다. 체내에서 순환되는 혈액 흐름의 파형은 시간에 따라 변화가 없는 정상상태가 아니라 심장의 수축 및 이완 작용으로 인하여 주기성을 갖는 매우 불규칙한 맥동파형(pulsatile wave form)을 갖는다.

본 연구에서는 튜브 내의 유체의 속도분포는 맥동유동인 경우로 가정하였으며, 적절한 하중-시간함수를 도출해 내기위하여 기구에 의해 주기적 수축이완이 되는 각 구간별 튜브의 상관관계를 고려하여 계산하였다. 시간에 따라 변화하는 시간 함수 값은 다음 식으로부터 sine 반주기와 sine주기를 계산하여 각각 model 1과 model 2에 적용하였다.

$$f(t) = f^*(t) \cdot \sin(\omega t + \phi)$$

Fig. 1의 (a)와 (b)는 기구에 의해 반복적으로 수축이완되는 기구의 한 주기는 0.6초로 하였으며, 각 구간의 튜브가 압력하중을 받는 시간차는 0.1초가 되도록 설정하였다. 기구의 수축이완작용에 의한 튜브의 변형을 주기 위해 부가한 외압의 크기는 $P=5.0 \times 10^3 \text{ N/m}^2$ 로 설정하였다.

Fig. 3의 (a)와 (b)는 각각 model 1과 2에서 기구가 수축할 때의 유한요소를 나타낸 것이다. Model 1의 튜브내경은 30 mm, 튜브의 두께는 2 mm, 길이는 190 mm로 설계하였다. 요소크기는 5 mm 간격으로 분할하였고, 셸(Shell) 요소의 개수는 구조모델 760개, 유체모델 2,850개로 총 3,610개로 하였다. Model 2의 튜브내경은 60 mm, 튜브의 두께는 5 mm, 길이는 540 mm로 설계하였으며, 요소크기는 5 mm 간격으로 분할하였다. 셸 요소의 개수는 구조모델 216개, 유체모델 648개로 총 864개로 하였다. 본 연구에 사용된 혈액에 대해서는 비압축성 뉴우턴 유체로 가정하였으며 점성은 $\mu=0.01 \text{ kg/m}\cdot\text{s}$, 밀도는 $\rho=1,000 \text{ kg/m}^3$ 로 하였으며, 튜브의 young's modules은 $E=5.0 \times 10^6 \text{ kg/m}^3$, Poisson's ratio는 $\nu=0.45$, 그리고 밀도는 $\rho=4.0 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$ 로 하였다. 기구의 수축이완작용에 의해 인공심폐기 내에서 한 방향에 대한 혈류의 흐름이 발생되는지 여부를 확인하기 위하여 모델화된 model 1과 2의 입구와 출구 방향에서 혈액의 흐름 속도와 압력을 측정하였다. 실험은 하중-시간함수의 시간 함수 값이 sine 반주기(model 1)일 때와 sine 주기(model 2)일 때를 비교하였다.

3. 결과 및 고찰

Fig. 4에서 (a)와 (b)는 시간 함수 값이 sine 반주기일 때 model 1에서의 속도벡터와 압력분포의 CFD 모델링 결과이다. 시간에 따라 수축이완되는 기구에 의한 튜브의 변형과정을 보여주고 있으며 이

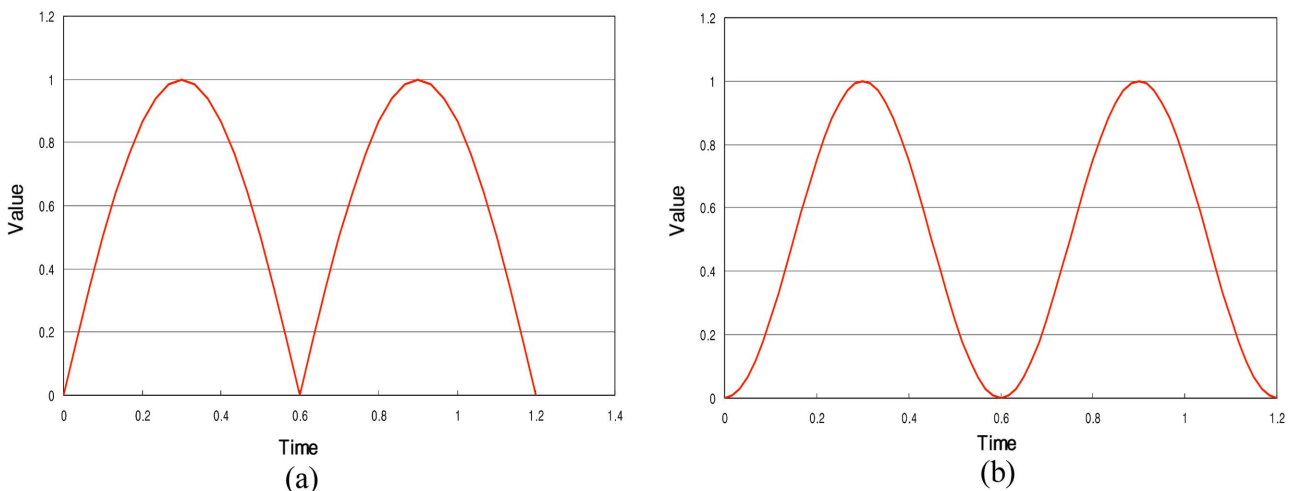


Fig. 2. Time Function Values Graph. (a)Time function in half cycle of sine, (b)Time function in cycle of sine.

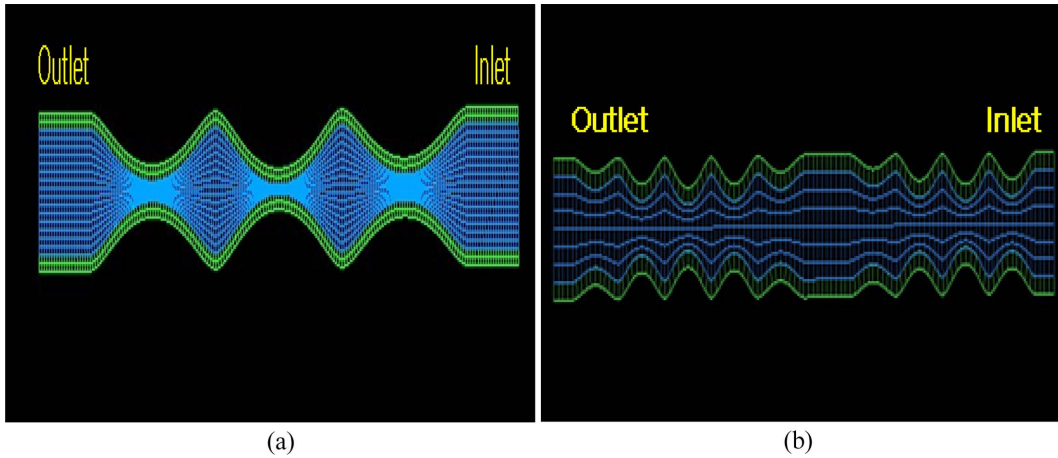


Fig. 3. Finite elements of balloon type model. (a)Finite elements of model 1, (b)Finite elements of model 2.

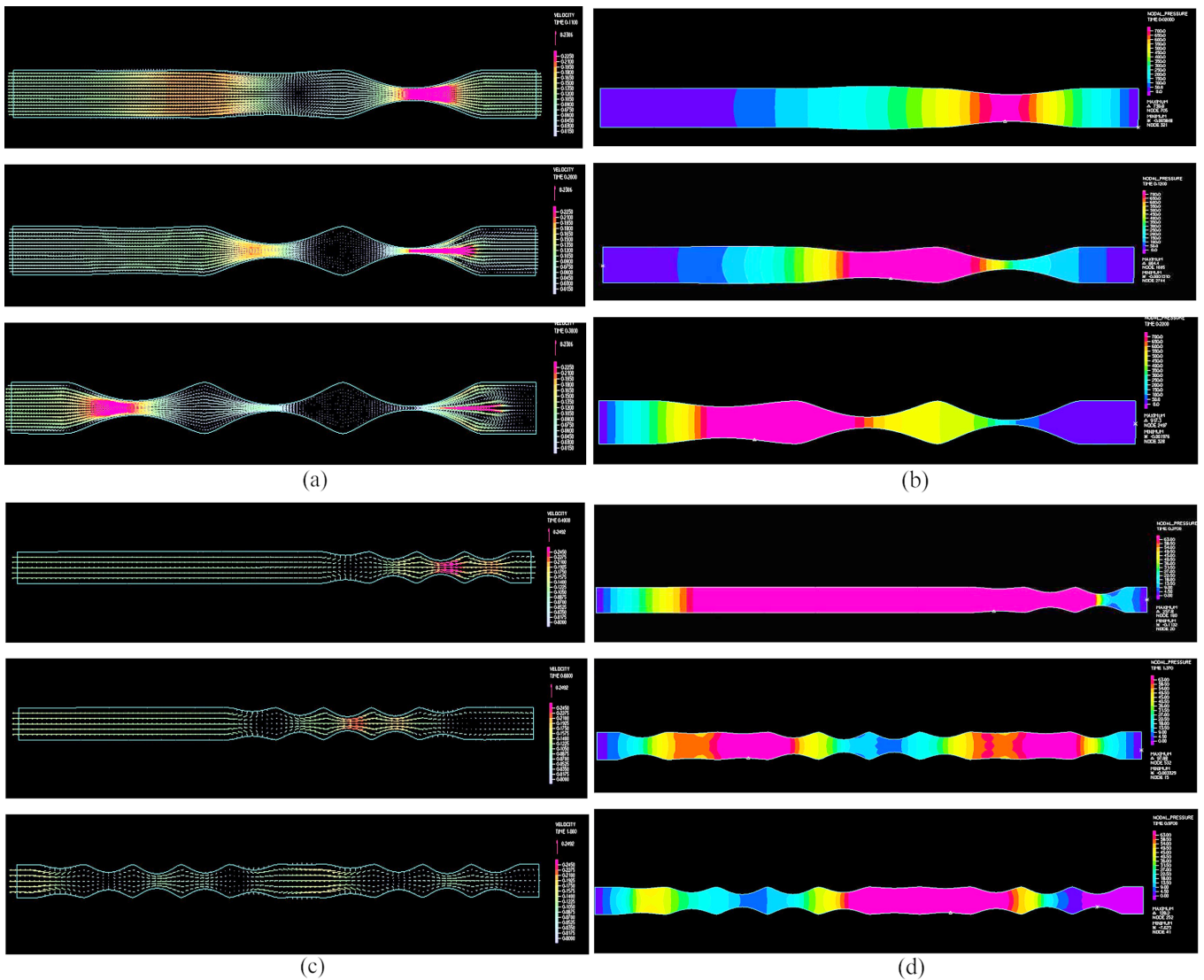


Fig. 4. CFD modeling results. (a)Velocity vectors at model 1, (b)Pressure distribution at model 1, (c)Velocity vectors at model 2, (d)Pressure distribution at model 2.

로 인해 혈류는 출구방향으로 분출되는 것을 확인할 수 있었다.

Fig. 4에서 (c)와 (d)는 시간 함수 값이 sine주기일 때 model 2에서의 속도벡터와 압력분포의 CFD 모델링 결과를 나타낸 것이다.

Model 1의 결과와 비교해 보면 튜브가 수축이완이 주기적으로 작동할 때 혈액(유체)의 흐름 진행이 역방향으로 발생하였던 역류현상은 model 2에서 다소 완화되었다.

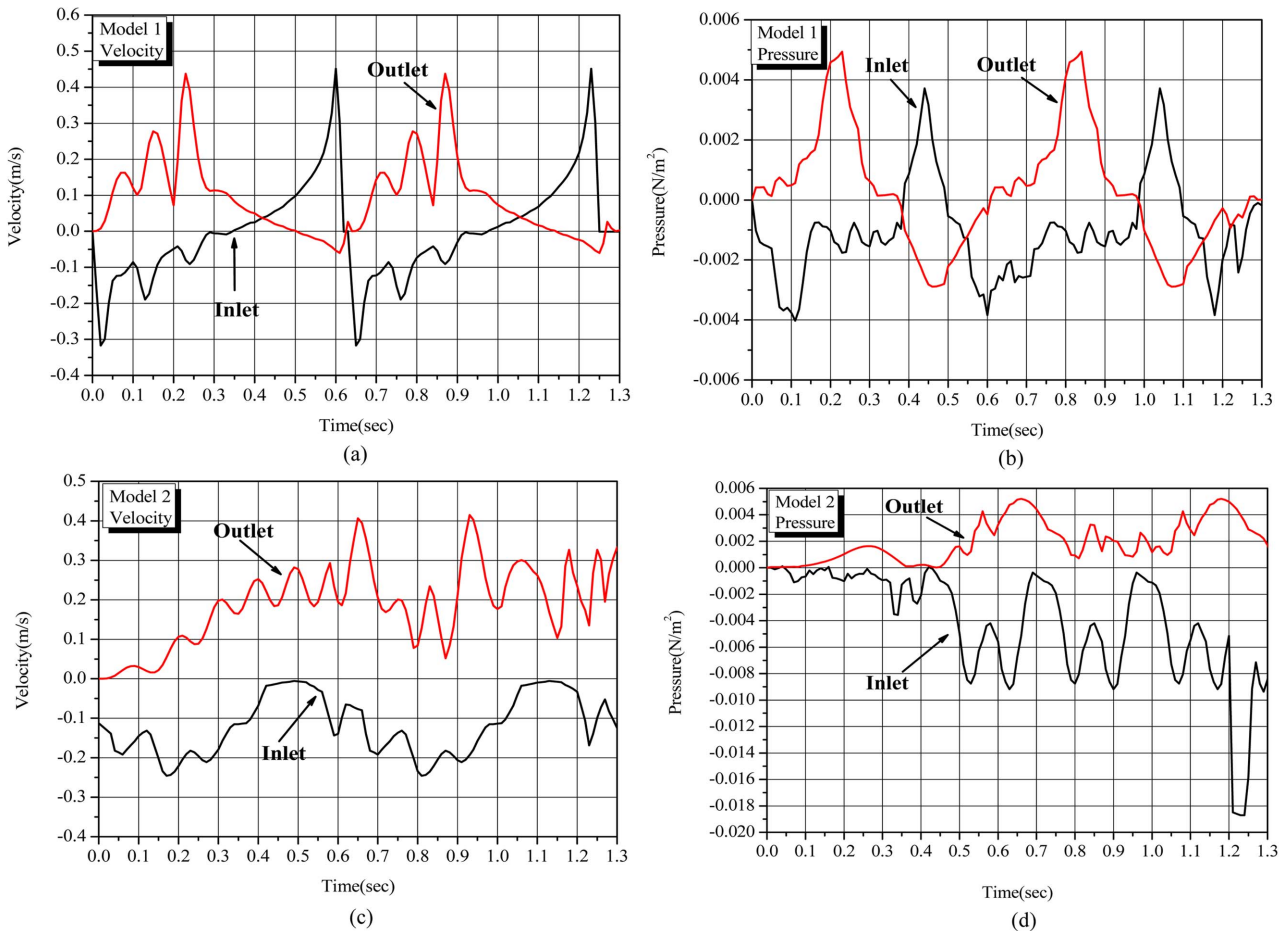


Fig. 5. Analysis results of balloon type model. (a)velocity at model 1, (b)Pressure at model 1, (c)Velocity at model 2, (d)Pressure at model 2.

Fig. 5에서 (a)와 (b)는 model 1에서 입구와 출구부분의 혈류 속도와 압력을 측정된 결과이다. 기구 1, 2, 3이 순차적으로 수축하여 기구 3이 수축하는 시점인 0.3초까지는 입구보다 출구부분에서 혈류 속도와 압력이 높게 나타났다. 이와 같은 결과를 통하여 입구부분에서 출구부분으로 혈류의 흐름이 발생한다는 것을 확인할 수 있었다. 그러나 기구 1과 기구 2가 이완하고 기구 3이 수축하는 시점인 0.4~0.5초 사이에서 출구부분보다 입구부분에서 혈류속도가 높게 나타났다, 압력 또한 높게 나타났다. 이와 같은 결과는 기구에 의해 튜브가 매우 큰 가속도로 이완되기 때문에 튜브가 수축되어 있는 구간보다 이완되어 있는 구간으로 혈류가 유입되기 때문이다. 따라서 튜브가 수축이완 될 때 진행방향의 역방향으로 혈류가 흐르게 되어 역류현상이 크게 발생하게 된다. 이는 sine 반주기로 계산한 시간 함수 값과 연관이 있는 것으로 판단된다. 기구 1이 수축하는 시점인 0.6초와 1.2초에서는 입구부분에서 혈류의 속도가 순간 매우 높게 나타났다. 이는 기구 1이 수축할 때 기구 2, 3이 완전히 이완하지 않은 상태이기 때문에 기구 1이 수축함에 따라 튜브가 수축되면서 입구 쪽으로 혈류의 속도가 크게 형성되지만 입구 쪽으로 흘러간 혈류는 와류흐름을 형성하며 혈류의 속도가 이내 입구 반대쪽으로 편향되는 결과를 얻을 수 있었다.

Fig. 5에서 (c)와 (d)는 model 2에서의 입구와 출구부분의 혈류 속도와 압력을 측정된 결과이다. Model 2는 model 1보다 기구의 수가 많고 튜브의 길이가 연장되었기 때문에 중간부분에 위치한 기구 6이 수축하는 시점인 0.6초 이전에는 출구부분의 혈류의 압력이 크게

높지 않았으나 입구부분 보다는 혈류의 압력이 높게 나타났다. 기구가 순차적으로 수축하여 기구 7이 수축하는 시점인 0.7초 이후 기구 1과 기구 7, 기구 2와 기구 8, 기구 3과 기구 9는 같은 주기를 가지며 수축이완하며, 이러한 흐름패턴은 model 1보다 model 2에서 와류형태의 흐름이 지배적인 것으로 나타났다. Model 1에서는 기구가 수축이완되는 시점에서 출구보다 입구부분에서 속도와 압력이 높게 나타난 반면, model 2에서는 전반적으로 입구보다 출구부분에서 혈류 속도와 압력이 높게 나타났다. 또한 기구의 수를 증가시켜 구간을 더 세분화시킴에 따라 튜브 이완 시 튜브 양쪽의 전단응력의 크기를 줄일 수 있었다. 이는 sine 주기로 계산한 시간 함수 값과 연관이 있는 것으로 판단된다. 혈류의 속도와 압력이 입구보다 출구부분에서 높게 나타남에 따라 한 방향에 대한 혈류의 흐름이 나타난 것을 확인할 수 있었다. 또한 시뮬레이션 결과 기구가 1부터 10까지 순차적으로 수축이완됨에 따라 튜브 내 혈류의 자연흐름이 발생하는 것을 검증하였다.

4. 결 론

본 연구는 시간 함수 값을 sine 반주기와 sine 주기로 계산하여 적용한 model 1과 2에서의 혈류 유동특성을 분석한 결과 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다.

튜브의 이완 시 튜브 입구와 출구의 전단응력의 크기는 model 1보다 model 2에서 작게 나타났으며, model 1에서 관찰되었던 역류

현상은 model 2에서는 입구에서 출구 방향으로 혈류의 자연흐름이 발생하여 역류현상을 방지할 수 있었다. 이와 같은 결과는 인공 심폐기에 적용하고자 할 때 매우 중요한 의미를 갖는다. 이는 혈류의 자연흐름이 발생하지 않을 경우 혈액 상호간의 충돌로 인하여 혈액의 손상을 유발시킬 수 있기 때문이다.

기구형 인공심폐기 설계에 대한 구조적 해석결과 model 1보다 model 2가 인공심폐기 모형으로 보다 적당하고 판단된다. 그 이유는 기구에 의해 수축·이완되는 튜브의 입구와 출구 압력은 튜브의 길이를 연장하여 기구의 수를 증가 시켜 구간을 더 세분화함으로써 역류현상을 방지할 수 있으며 전단응력을 효과적으로 감소시킬 수 있기 때문이다. 또한 하중-시간함수의 적절한 시간 함수 값을 다양한 케이스의 수치해석을 통해 도출해 낼 수 있으며, 이와 같은 CFD 시뮬레이션은 혈류의 유동특성을 미리 예측할 수 있기 때문에 인공 심폐장치의 설계에 있어서 활발히 적용될 수 있는 해석방법이라 할 수 있다.

감 사

이 논문은 전북대학교 김기주 교수님의 정년을 기념하여 투고되었으며 2010년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 기초연구사업 지원을 받아 수행된 것입니다(2010-0016405).

참고문헌

- Hill, J. D., O'Brien, T. G. and Murray, J. J., "Prolonged Extracorporeal Oxygenation for Acute Post-traumatic Respiratory Failure(shock-lung syndrome)," *N. Eng J.*, **286**, 629-634(1972).
- Bartlett, R. H., "Extracorporeal Life Support for Cardiopulmonary Failure," *Curr. Probl. Surg.* **27**, 623-705(1990).
- Hattler, B. G., Jhonson, P. C., Sawzik, P. J., Saffer, F. D., Klanin, M., Lund, L. W., Reeder, G. D., Walters, F. R., Goode, J. S. and Borovetz, H. S., "Respiratory Dialysis: A New Concept in Pulmonary Support," *ASAIO J.*, **38**, 322-325(1992).
- Kim, G. B., Hong, C. U. and Kwon, T. K., "Design of the Intravenous Oxygenator," *J. Artif. Organs*, **9**, 34-41(2006).
- Kim, G. B., Hong, C. U. and Kwon, T. K., "Vibration Characteristics of PZT Actuator by Fluid Flow in Intravascular Oxygenator," *Jpn. J. Appl. Phys.*, **45**(4B), 3811-3817(2006).
- Kim, G. B., Kwon, T. K., Hong, C. U., Kim, S. J. and Kim, M. H., "Study on the Design of the Intravenous Oxygenator," *ASAIO J.*, **52**(2), 64A(2006).
- Hong, C. U., Kim, J. M., Kim, M. H., Kim, S. J., Kang, H. S., Kim, J. S. and Kim, G. B., "Gas Transfer and Hemolysis in Intravascular Lung Assist Device Using PZT Actuator," *IJPEM*, **10**(1), 57-74(2009).
- Kim, G. B., Hong, C. U., Kim, S. J., Kim, J. S., Kim, M. H. and Kang, H. S., "Development of a Hollow Fiber Membrane Module for Use in An Implantable Artificial Lung," *J. Mem. Sci.*, **326**, 1300-136(2009).
- Kim, G. B., Kwon, T. K., Lee, S. C., Kim, S. J., Cheong, I. S., Oh, I. H., Kim, K. J., Byun, Y. S. and Jheong, G. R., "Characteristics of Oxygen Transfer in Intravascular Lung Assist Device by Vibrating," *Korean Chem. Eng. Res.(HWAHAK KONGHAK)*, **42**(2), 151-162(2004).
- Kim, G. B., Kim, S. J., Hong, C. U., Kwon, T. K. and Kim, N. G., "Enhancement of Oxygen Transfer in Hollow Fiber Membrane by the Vibration Method," *Korean J. Chem. Eng.*, **22**(4), 521-527(2005).
- Hatter, B. G., Reeder, G. D., Sawzik, P. J., Lund, L. W., Walters, F. R., Shah, A. S., Rawleigh, J., Goode, J. S., Klain, M. and Borovetz, H., "Development of An Intravenous Membrane Oxygenator: Enhanced Intravenous Gas Exchange Through Convective Mixing of Blood Around Hollow Fiber Membranes," *Artif. Organs*, **18**(11), 806-812(1994).
- Vaslef, S. N., Cook, K. E., Leonard, R. J., Mockros, L. F. and Anderson, R. W., "Design and Evaluation of a New, Low Pressure Loss, Implantable Artificial Lung," *ASAIO J.*, **40**, 522(1994).
- Federspiel, W. J., Lund, L. W., Bultman, J. A., Wanant, S., Matoney, M., Litwak, P. and Hattler, B. G., "Ex-vivo Testing of the Intravenous Membrane Oxygenator(IMO)," *ASAIO J.*, **46**(3), 261-267(2000).
- Baskaran, H., "Blind-ended Hollow Fiber Prototypes of the Penn State Intravascular Lung," Ph. D. Dissertation, The Pennsylvania State University(1997).
- Zwischenberger, J. B., Anderson, C. M., Cook, K. E., Lick, S. D., Mockros, L. F. and Bartlett, R. H., "Development of An Implantable Artificial Lung: Challenges and Progress," *ASAIO J.*, **47**(4), 3-320(2001).
- Dierickx P. W., De Somer F., De Wachter D. S., Van Nooten G., and Verdonck P. R., "Hydrodynamic Characteristic of Artificial Lung," *ASAIO J.*, **46**, 532-535(2000).
- Kim, G. B., Kwon, T. G. and Jheong, G. R., "Study on the Modeling Technique for Prediction About Pressure Drop of an Intravenous Lung Assist Device," *J. Biomed. Eng. Res.*, **24**(4), 293-299(2003).